УДК 004.89:004.93

Н.Ю. Орешкин, А.Н. Осипов
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Беларусь
Республика Беларусь, 220013, г. Минск, ул. П. Бровки, 6

Исследование импедансных характеристик биоткани на основе анализа электромиограмм

N.U. Oreshkin, A.N. Osipov
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics BSUIR of Belarus, c. Minsk
Belarus, 220013, c. Minsk, P. Brovki st., 6

Investigation of Impedance Characteristics of Biological Tissues Based on the Analysis of Electromyograms

Н.Ю. Орешкин, А.Н. Осипов
Білоруський державний університет інформатики і радіоелектроніки, Білорусь
Білорусь, 220013, м. Мінськ, вул. П. Бровки, 6

Дослідження імпедансних характеристик біотканини на основі аналізу електроміограм

В статье рассмотрена методика исследования сигналов электростимуляции в условиях поиска оптимальных параметров сигналов на основе импедансных характеристик биотканей. Проведены экспериментальные исследования параметров стимулирующего сигнала и характеристик биоткани. По полученным данным построены амплитудно- и фазочастотные характеристики (ФЧХ) биологической ткани; определена оптимальная частота стимулирующего сигнала, выявлена связь оптимальной частоты стимула и частоты минимума/максимума ФЧХ биоткани.
Ключевые слова: электростимуляция, стимулирующий сигнал, эффективность стимулирующего сигнала, электростимулятор, фазочастотная характеристика биоткани.

The article describes the method for study of electrostimulation signals under conditions of search for the optimal signal parameters based on the impedance characteristics of biological tissues. The experimental investigation describes the parameters and characteristics of the stimulating signal and biological tissues. By data obtained, the amplitude and phase frequency characteristics of biological tissue are constructed; optimal frequency of the stimulus signal and established association between optimal stimulus frequency and the minimum/ maximum phase frequency characteristic of biological tissue are determined.
Key Words: electrical stimulating signal, effectiveness of stimulating signal, rheonome, phase-frequency characteristics of biological tissue.

У статті розглянуто методику дослідження сигналів електростимуляції в умовах пошуку оптимальних параметрів сигналів на основі імпедансних характеристик біотканини. За отриманими даними побудовано амплітудно- і фазочастотні характеристики (ФЧХ) біологічної тканини; визначено оптимальну частота стимулюючого сигналу, виявлено зв’язок оптимальної частоти стимулу і частоти мінімуму/максимуму ФХЧ біотканини.
Ключові слова: електростимуляція, стимулюючий сигнал, ефективність стимулюючого сигналу, електростимулятор, фазочастотна характеристика біотканини.

Введение

Электрическая стимуляция базируется на одном из основных свойств нервной и мышечной ткани – приходить в состояние возбуждения под влиянием раздражения

электрическим током. Это свойство нервно-мышечный аппарат сохраняет длительное время и при состоянии паралича (утрата произвольных сокращений скелетных мышц). Проведение электрической стимуляции нервно-мышечной системы при центральных, периферических параличах и других болезней способно поддержать функцию скелетных мышц до восстановления иннервации мышц [1–4].

Выбор параметров стимулирующих сигналов должен осуществляться в соответствии с функциональным состоянием мышц, а также его изменением в процессе проведения электростимуляции и оказывать дифференцированное воздействие на отдельные участки мышцы. В настоящее время отсутствуют научно-обоснованные критерии для решения данной задачи.

Для обеспечения эффективного функционирования систем электростимуляции необходимо использование физиологически обоснованных критериев стимулирующих сигналов. Определение требований к выбору параметров и характеристик аппаратуры связано с изучением процессов, происходящих при взаимодействии технических средств и живого организма. Для того, чтобы исключить побочное воздействие электрических сигналов – с максимальной эффективностью воздействовать на пораженный орган, необходимо обеспечить избирательность воздействия электростимуляции.

В настоящее время находит применение метод использования сложной биотехнической обратной связи (СБТОС) [5], [6]. Сущность данного метода состоит в том, что в систему электростимуляции передаются электрические параметры, характеризующие биологическое состояние объекта. Таким образом, осуществляется согласование параметров биообъекта и технических компонентов системы, выработка оптимального лечебного воздействия. Однако существующие системы электростимуляции не позволяют автоматическую установку параметров электростимуляции. В связи с этим требуются исследования для дальнейшей разработки методов организации биотехнической обратной связи в аппаратах электростимуляции с учетом возможности автоматической регулировки параметров стимула на основе информации об изменении свойств биотканей, подвергающихся воздействию и обеспечивающей достижение адекватных условий стимуляции во всех возможных случаях использования аппаратуры.

Для этого необходимо располагать сведениями о зависимостях электрического и механического эффектов активации нормальной мышцы, закономерностях изменения частотно-временных параметров сигналов электровозбудимости мышц при сокращении с различными усилиями.

С целью установления взаимосвязи частотных параметров биологической ткани, силы мышечного сокращения и частоты сигнала электростимуляции требуется исследовать импедансные характеристики биоткани.

Целью данной работы является исследование импедансных характеристик биоткани на основе изучения и анализа частотных характеристик электромиограмм при изменении усилий, при воздействии которых с минимальными токами достижимо оптимальное сокращение мышцы.

Особенности фазочастотной характеристики биоткани

Для оценки импедансных свойств биологических тканей применен метод передаточных функций.

Рассмотрим условия воздействия кратковременными подпороговыми сигналами на биологическую ткань. При этом она может быть представлена как линейная стационарная система с одним входом (стимулирующий ток) и одним выходом (падение

напряжения) в виде двухполюсника (рис. 1) и описана линейными дифференциальными уравнениями с постоянными коэффициентами.

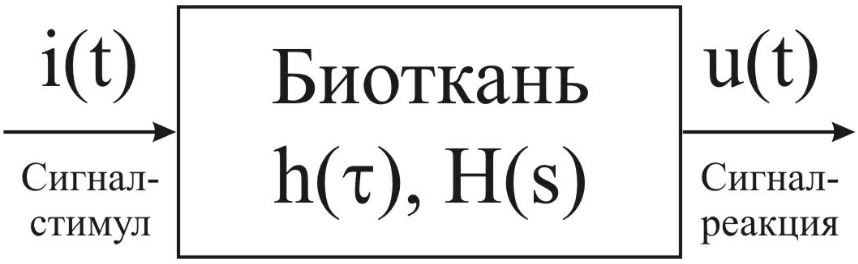


Рисунок 1 – Биологическая ткань как линейная система

Реакция такой системы на связь *u*(*t*) и входного воздействия *i*(*t*) может быть описана с помощью выражения:

$$u(t) = \int_0^\infty h(\tau) \cdot i(t-\tau) d\tau \quad (1)$$

,

Применяя преобразование Лапласа к обеим частям этого равенства и предполагая нулевые начальные условия (до подачи стимулирующего импульса падение напряжения на ткани равно нулю), получаем следующие соотношения, описывающие преобразование входных сигналов в выходные:

$$U(s) = H(s) \cdot I(s), \quad (2)$$

$$H(s) = \frac{U(s)}{I(s)}, \quad (3)$$

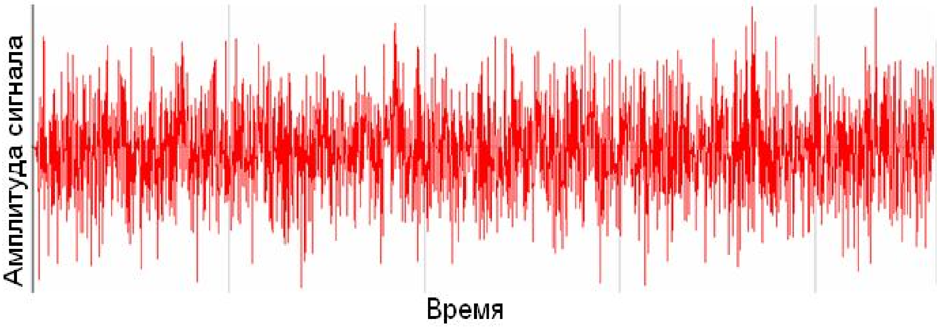
где *H(s)* – передаточная функция системы.

Изображение функции *h(τ)* по Лапласу *H(s)* представляет собой динамическую характеристику или передаточную функцию системы. Значение передаточной функции системы эквивалентно полному представлению динамической связи, существующей между стимулом и реакцией. В данных исследованиях биологическая ткань представляет собой систему, для которой входным сигналом является ток, выходным сигналом – напряжение, а передаточной функцией – электрический импеданс.

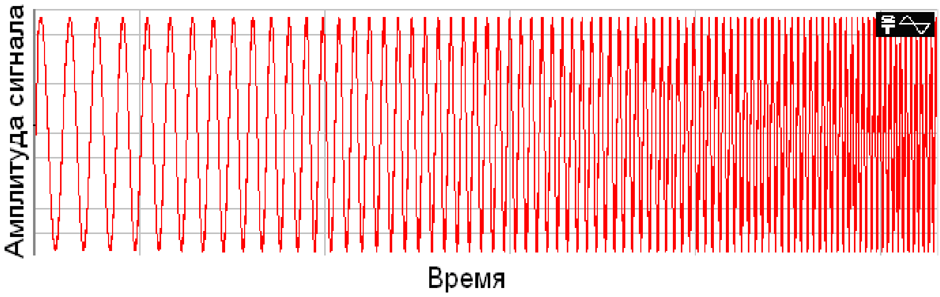
Измерение фазочастотной (ФЧХ) и амплитудно-частотной (АЧХ) характеристики биоткани выполняется в соответствии со следующей методикой. Программно генерируется тестовый сигнал, который подается на исследуемую биоткань. Одновременно регистрируется падение напряжения на сопротивлении исследуемых тканей и сопротивлении датчика тока. Значения тока и напряжения сохраняются в памяти персонального компьютера. С использованием программного обеспечения производится построение амплитудно-частотной и фазочастотной характеристики импеданса исследуемой ткани.

В качестве тестовых сигналов используются сигнал белого шума (рис. 2 а), сигнал с непрерывно изменяющейся частотой (рис. 2 б) и специально сгенерированный полигармонический импульс (рис. 2 в).

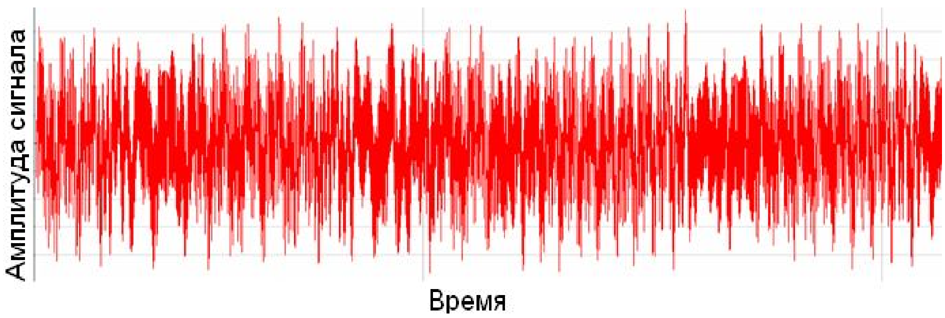
Сигнал с непрерывно изменяющейся частотой (сигнал «качающейся» частоты) характеризуется линейно или логарифмически изменяющейся частотой в диапазоне от 20 Гц до 20 кГц.



а)



б)



в)

Рисунок 2 – Тестовые сигналы, используемые при измерении ФЧХ биоткани: сигнал белого шума (а), сигнал с непрерывно изменяющейся частотой (б) и полигармонический импульс (в)

Полигармонический сигнал получен путем сложения суммы гармоник сигналов различной частоты и может быть синтезирован, например, в соответствии с форму-лой:

$$f=(\sum_{i=1}^{500}\sin(f_{b1}\cdot i\cdot t)+\varphi_i)+(\sum_{i=25}^{1000}\sin(f_{b2}\cdot i\cdot t)+\varphi_i), \qquad (4)$$

где φ_i – изменение фазы i -ой гармоники;

$$\varphi_{i+1}=\varphi_i+\frac{\pi\cdot t}{124} \qquad (5)$$

f_{b1} и f_{b2} – базовые частоты, равные 1 Гц и 20 Гц соответственно; i – используемые гармоники.

Для установления взаимосвязи параметров эффективного стимулирующего сигнала и характеристик биоткани можно использовать корреляционный анализ. Для этого экспериментально определяется оптимальная (в соответствии с энергетическим

критерием) частота стимуляции. В соответствии с выдвинутой гипотезой о зависимости минимума ФЧХ биоткани и оптимальной частотой стимула, теоретически вычисляется оптимальная частота стимуляции. Затем для экспериментально найденных и теоретически вычисленных значений оптимальной частоты стимулирующего сигнала рассчитывается значение коэффициента линейной корреляции Пирсона:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{(n-1)\cdot S_x \cdot S_y}, \qquad (6)$$

где: $\bar{x}$ – среднее значение для данных переменной *x*, $\bar{y}$ – среднее значение для данных переменной *y*, S_x – стандартное отклонение для распределения *x*, S_y – стандартное отклонение для распределения *y*, *n* – количество исследованных сигналов электростимуляции. В качестве переменной *x* выступают экспериментальные значения оптимальной частоты стимулирующего сигнала; в качестве переменной *y* используют теоретически вычисленные значения оптимальной частоты стимула.

Методика измерений

В исследовании принимали участие 15 человек (10 мужчин и 5 женщин). Исследования проводились в области плеча (m. biceps brachii и m. brachialis) правой верхней конечности. При этом испытуемый находился в положении сидя, правая конечность была согнута в локтевом суставе и опиралась на горизонтальную поверхность (рис. 3). На моторную точку вышеуказанной мышцы накладывались два электрода размером 20 × 30 мм для подведения стимулирующего тока. Активный электрод располагался ближе к плечу, пассивный электрод – ближе к локтевому суставу. Расстояние между электродами устанавливалось равным 20 мм.

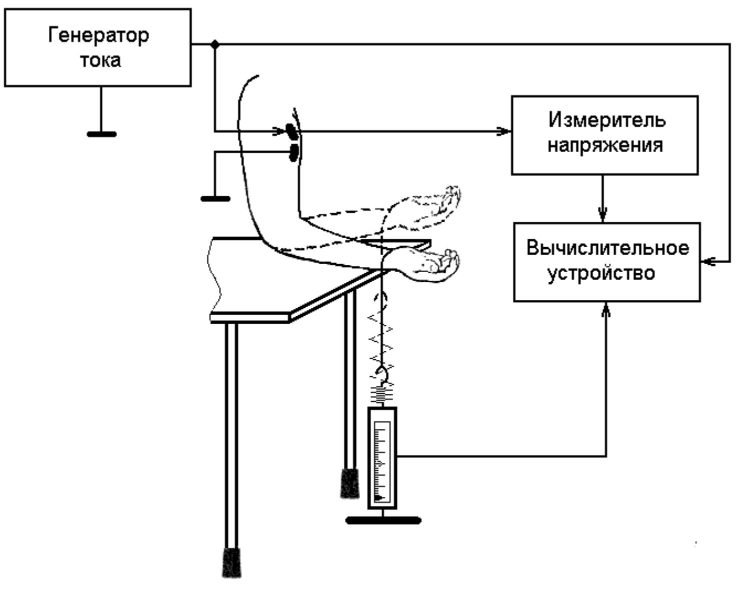


Рисунок 3 – Схема исследований по установлению взаимосвязи оптимальной частоты электростимуляции, величины фазового сдвига биоткани и развиваемого мышцей усилия

Программно генерировался синусоидальный сигнал с частотой из диапазона от 200 Гц до 5 кГц. На выбранной частоте проводилась процедура электростимуляции. При этом амплитуда сигнала увеличивалась от 60 В (данный показатель амплитуды соответствует пороговому режиму стимуляции и, как правило, вызывает начальное видимое сокращение мышцы) и выше, до первого появления ощущений дискомфорта и боли. По мере увеличения амплитуды производилось мышечное сокращение различной силы, величина которого фиксировалась с помощью динамометра.

С целью исследования ФЧХ биоткани генерировался синусоидальный сигнал «качающейся частоты» (диапазон 20 Гц – 20 кГц), амплитуда сигнала устанавливалась из диапазона значений от 60 В до 84 В. Данные с генератора тока и измерителя падения напряжения на биоткани поступали на вычислительное устройство (персональный компьютер), где с помощью программного обеспечения строилась результирующая ФЧХ биоткани.

Результаты исследований

На основании вышеизложенной методики осуществлялась регистрация изменения силы сокращения мышцы от амплитуды стимула при различных частотах электростимуляции, а также регистрация изменения частоты максимума ФЧХ биотканей при постепенном увеличении амплитуды стимула до вызова болевого ощущения.

Семейства зависимостей развиваемого мышцей усилия от амплитуды стимула при различных фиксированных частотах электростимуляции выборочно приведены на рис. 4.

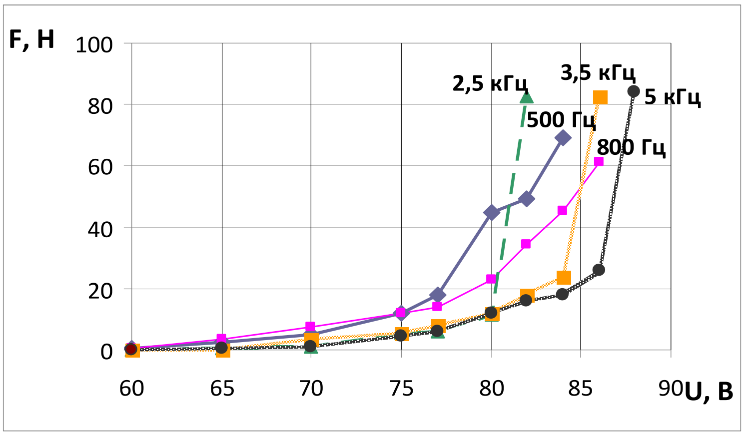


Рисунок 4 – Зависимости развиваемого мышцей усилия от амплитуды стимула при различных частотах электростимуляции

Для каждого уровня амплитуды стимула регистрировалась величина максимального мышечного усилия и соответствующая данному усилию частота стимула. Выбранные таким образом значения развиваемого усилия соответствуют оптимальной частоте электростимуляции при данном уровне стимула. С увеличением амплитуды стимула наблюдается рост усилия, развиваемого мышцей на оптимальной частоте электростимуляции (рис. 5). Причем в диапазоне от 10% до 90% от максимума интенсивности стимуляции данная зависимость имеет линейный характер, что отображено на рис. 5 штрихпунктирной линией. В связи с этим при выборе параметров сигналов электростимуляции для достижения требуемой величины усилия мышцы имеется возможность оперировать соответствующей амплитудой стимула.

С увеличением амплитуды стимула наблюдается рост оптимальной частоты электростимуляции, соответствующей максимуму развиваемого усилия (рис. 6). Зависимость частоты ФЧХ биоткани от уровня стимула (рис. 7) имеет аналогичный характер.

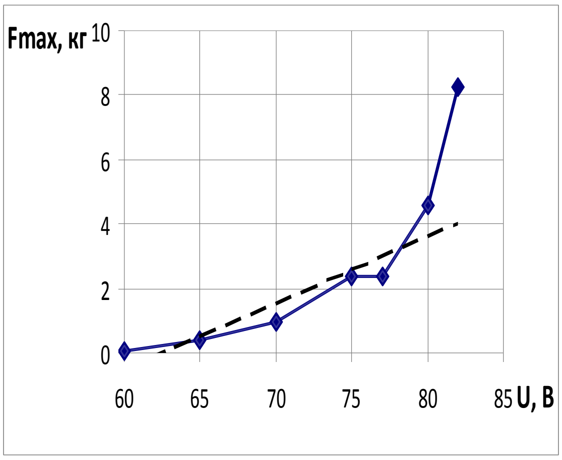


Рисунок 5 – Зависимость максимального развиваемого мышцей усилия от амплитуды стимула

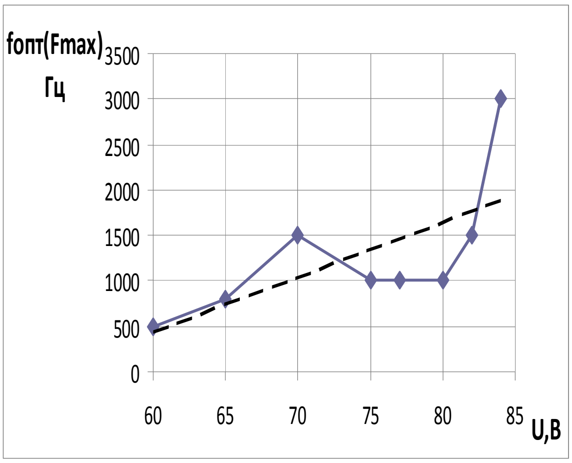


Рисунок 6 – Зависимость оптимальной частоты стимуляции, соответствующей максимуму развиваемого усилия от амплитуды стимула

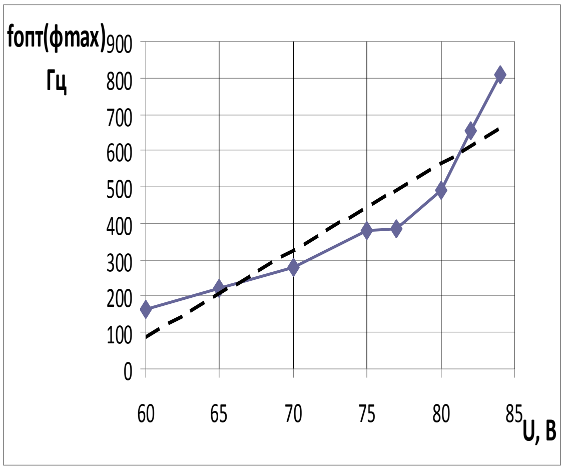


Рисунок 7 – Зависимость оптимальной частоты стимуляции, соответствующей фазовому сдвигу биоткани, от амплитуды стимула

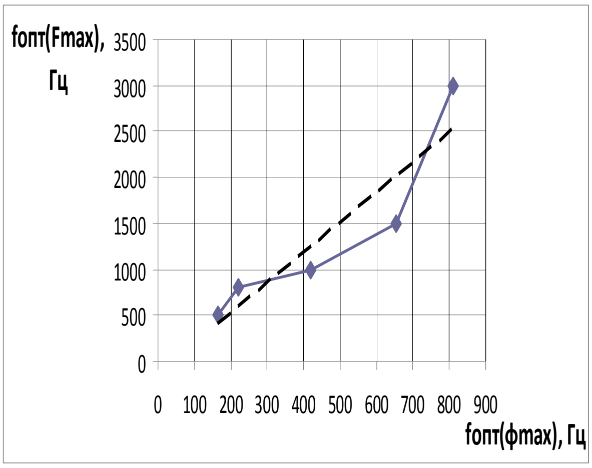


Рисунок 8 – Зависимость частоты стимуляции, соответствующей максимуму развиваемого усилия, от частоты, соответствующей фазовому сдвигу биоткани

Данные результаты могут быть использованы при организации биотехнической обратной связи в системах электростимуляции с целью подбора частотно-временных параметров стимулирующих импульсов непосредственно в цикле терапевтической процедуры.

На основании электромиограмм (рис. 5, 6), построена зависимость оптимальной частоты стимуляции, соответствующей фазовому сдвигу биоткани, от частоты, соответствующей максимуму развиваемого усилия (рис. 7).

В связи с этим при выборе параметров сигналов электростимуляции для достижения требуемой величины усилия мышцы регистрацию ФЧХ биоткани целесообразно проводить на соответствующей данной величине усилия амплитуде стимула.

Выводы

Исследование импедансных характеристик биоткани на основе анализа электромиограмм позволили найти оптимальную частоту, для которой наблюдалось максимальное усилие при различных уровнях напряжения стимуляции. При этом большему усилию, развиваемому мышцей, должна соответствовать большая частота стимула. Наиболее эффективная частота сигнала при функциональной электростимуляции лежит в диапазоне 0,2 – 2,5 кГц. В указанном диапазоне амплитудно-частотная характеристика имеет достаточно высокий коэффициент передачи. При этом сдвиг фаз между током и напряжением минимален и, соответственно, максимальна активная составляющая мощности, обуславливающая сокращение мышечной ткани.

Установлено, что начало подъема фазочастотной характеристики биоткани соответствует частоте, при которой начинается пороговое сокращение мышцы. При этом выявлена взаимосвязь между частотой минимума ФЧХ биоткани и оптимальной частотой стимулирующего сигнала в диапазоне значений стимула от порогового напряжения до значений напряжения, при котором возникают болевые ощущения. Так, частота минимума ФЧХ составляет 38 ± 15% от оптимальной частоты стимула. То есть имеется возможность расчетного определения оптимальной частоты стимулирующего сигнала с погрешностью не более 15%.

Полученные результаты могут быть использованы при проектировании аппаратов электростимуляции, осуществляющих выбор частотно-временных параметров стимулирующих импульсов непосредственно в цикле терапевтической процедуры на основе электрофизических характеристик биотканей.

Литература

1. Осипов А.Н. Электронная лечебная аппаратура: Учебно-методический комплекс / А.Н. Осипов, В.М. Бондарик. – Минск : БГУИР, 2006.
2. Даминов Р.Г. О значении чрескожной и прямой электростимуляции в комплексе восстановительного лечения повреждений нервных стволов конечности / Р.Г. Даминов, Г.С. Кокин, М.Р. Даминов // Современные аспекты электронейростимуляции и новые технологии в нейрохирургии и неврологии : сб. науч.тр. Российской научно-практ. конференции. – Саратов : Б.и., 1998. – С. 70-71.
3. Хайретдинова Г.А. Влияние электростимуляции мышц на функциональное состояние сердечно-сосудистой системы спортсменов : дисс. ... к.м.н./ Г.А. Хайретдинова– М. : ФГУ Всерос. НИИ ФКС, 2010. –101 с.
4. J.J Van Hoecke // Journal of Electromyography and Kinesiology. – 2009. – Oct. 19 (5). - P. 311-319.
5. Jubeau M. Effect of electrostimulation training-detraining on neuromuscular fatigue mechanisms Text / M. Jubeau, R. ZoryR // Neurosci. Let. – 2007. – 424 (1). – P. 41-46.
6. Аппаратно-программный комплекс с биотехнической обратной связью для электромиостимуляции прямой кишки и анальных сфинктеров / [А.Н. Осипов, В.М. Бондарик, Ю.Г. Дегтярев, А.М. Адамович] // Elektronik air Elektrotechnika. – 2002. – №2 (37). – P18-22.

Literatura

1. Osipov A.N. Jelektronnaja lechebnaja apparatura: Uchebno-metodicheskij kompleks. Minsk: BGUIR. 2006.
2. Daminov R.G. Sovremennye aspekty jelektronejrostimuljacii i novye tehnologii v nejrohirurgii i nevrologii: Sb. nauch.tr. Rossijskoj nauchno-prakt. konferencii. Saratov: B.i. 1998. S. 70-71.

3. Hajretdinova G.A. Vlijanie jelektrostimuljacii myshc na funkcional'noe sostojanie serdechno-sosudistoj sistemy sportsmenov, k.m.n. Dissertacija. M: FGU Vseros. NII FKS. 2010. 101 s.
4. Van Hoecke J.J. Journal of Electromyography and Kinesiology. Oct;19(5). 2009. P. 311-319.
5. Jubeau, M. Effect of electrostimulation training-detraining on neuromuscular fatigue mechanisms Text. Neurosci. Let. 2007. 424(1). P. 41-46.
7. Osipov A.N. Elektronik air Elektrotechnika. 2002. № 2(37). P18-22.

RESUME

N.U. Oreshkin, A.N. Osipov

Investigation of Impedance Characteristics of Biological Tissues Based on the Analysis of Electromyograms

The research of impedance characteristics of biological tissues based on the analysis of electromyograms allowed finding optimum frequency, for which the maximal effort at various levels of stimulation voltage is observed. In this case, high frequency of electrical stimulus must correspond to the greatest effort developed by a muscle. The most effective frequency of a signal for functional electrostimulation is in a range 0,2-2,5 kHz. In the range mentioned above, the amplitude and phase frequency characteristic have high enough factor of transfer. The shift of phases between a current and voltage is minimal and accordingly the active component of capacity causing reduction of a muscular tissue is maximal.

The obtained results can be used in designing electrostimulation devices, which implement selection of time-and-frequency parameters, thus stimulating impulses in the cycle of a therapeutic procedure based on electrophysical characteristics of biological tissues.

Статья поступила в редакцию 02.08.2012.